

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 04-040940
 (43)Date of publication of application : 12.02.1992

(51)Int. CI. A61B 5/14
 G01N 21/31

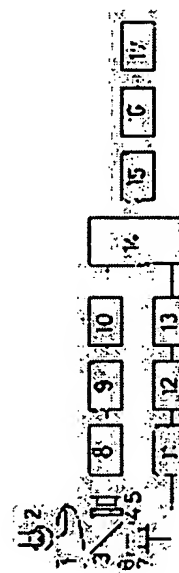
(21)Application number : 02-149527 (71)Applicant : MINOLTA CAMERA CO LTD
 (22)Date of filing : 07.06.1990 (72)Inventor : HAMAGURI KENJI

(54) INSTRUMENT FOR MEASURING CONCENTRATION OF TOTAL HEMOGLOBIN

(57)Abstract:

PURPOSE: To measure the concn. of the total hemoglobin in blood with good accuracy without observation of blood and without erosion by irradiating a part to be measured with light of two kinds of wavelengths having different absorption coeffts. to hemoglobin and water and detecting the transmitted or reflected light of the respective wavelengths.

CONSTITUTION: A light source 2 allows the light to transmit the part 1 to be measured and a dichroic mirror 3 reflects the light contg. the short wavelength $\lambda 1$ (the light having the absorption by Hb and HbO₂ and having no absorption by water) and allows the transmission of the light of the long wavelength $\lambda 2$ (the light having no absorption by the Hb and HbO₂ and having absorption by the water). An interference filter 4 allows the transmission of the light of the wavelength $\lambda 1$ and an interference filter 6 allows the transmission of the light of the wavelength $\lambda 2$. The light detected by photodetectors 5 and 7 is converted to electric signals which are subjected to Log conversion by logarithmic amplifiers 8 and 11. DC components are cut off by filters 9 and 12 and the signals are subjected to current rectification in current rectifier circuits 10 and 13. The signals are passed through a multiplexer 14 and are subjected to A/D conversion in an A/D converter 15. The signals E $\lambda 1$, E $\lambda 2$ corresponding to the wavelength $\lambda 1$ and $\lambda 2$ are calculated in an arithmetic circuit 16 and are displayed in a display section 17.



⑨ 日本国特許庁(JP)

⑩ 特許出願公開

⑫ 公開特許公報(A) 平4-40940

⑬ Int. Cl.³

職別記号

庁内整理番号

⑭ 公開 平成4年(1992)2月12日

A 61 B 5/14
G 01 N 21/31

3 1 0

Z

8932-4C
7529-2J

審査請求 未請求 請求項の数 6 (全6頁)

⑮ 発明の名称 総ヘモグロビン濃度測定装置

⑯ 特 題 平2-149527

⑰ 出 題 平2(1990)6月7日

⑱ 発 明 者 始 謙 治 大阪府大阪市中央区安土町2丁目3番13号 大阪国際ビル
ミノルタカメラ株式会社内⑲ 出 願 人 ミノルタカメラ株式会 大阪府大阪市中央区安土町2丁目3番13号 大阪国際ビル
社

⑳ 代 理 人 弁理士 泉 浩 介

明 細 書

1. 発明の名称

総ヘモグロビン濃度測定装置

2. 特許請求の範囲

(1) ヘモグロビンと水に対しそれぞれ異なる吸収係数となる少なくとも2種の波長の光を被測定部に照射する手段と、被測定部を透過又は反射した上記各波長の光を受光する受光手段と、該受光手段の上記各波長に対応する出力の脈動成分の互いの比から総ヘモグロビン濃度を求める演算手段を備えたことを特徴とする総ヘモグロビン濃度測定装置。

(2) 照射光として、ヘモグロビン(Hb)と酸化ヘモグロビン(HbO₂)の吸収係数が等しい第1の波長の光と、Hb及びHbO₂による吸収が水の吸収に対して十分小さい第2の波長の光を使用するようにしたことを特徴とする請求項(1)記載の総ヘモグロビン濃度測定装置。

(3) 被測定部を加圧する加圧手段を設け、同加圧手段で被測定部を加圧した時と、加圧を解除した

時との被測定部を透過する透過光強度の変化分を測定し、演算手段で2波長における変化分の比から総ヘモグロビン濃度を求めるようにしたことを特徴とする請求項(1)記載の総ヘモグロビン濃度測定装置。

(4) 受光手段の上記2波長に対応する出力の脈動成分の比をRとした時、総ヘモグロビン濃度 $= aR^2 + b$ により、総ヘモグロビン濃度を求めるようにしたことを特徴とする請求項(1)乃至(3)記載の総ヘモグロビン濃度測定装置。

(5) 照射光として、それぞれ波長が異なる3種類の波長の光を用い、ある波長の受光手段の出力の脈動成分に対する他の2波長の受光手段の出力の脈動成分の比をそれぞれ R_{12} 、 R_{13} とした時、総ヘモグロビン濃度 $= (a_1 R_{12} R_{13} + a_2 R_{12} + a_3 R_{13} + a_4) / (k_1 R_{12} R_{13} + k_2 R_{12} + k_3 R_{13} + k_4)$ により、総ヘモグロビン濃度を求めるようにしたことを特徴とする請求項(1)記載の総ヘモグロビン濃度測定装置。但し、 a_1 、 a_2 、 a_3 、 a_4 は定数。

特開平4-40940(2)

64. 被測定部を加圧する加圧手段を設け、該受光手段は同加圧手段で被測定部を加圧した時と、加圧を解除した時との被測定部を透過する透過光強度の変化分を各波長毎に測定することを特徴とする非侵入型記録の総ヘモグロビン濃度測定装置。

3. 発明の詳細な説明

(産業上の利用分野)

本発明は、血液中の総ヘモグロビン濃度を光学的に非観血・無侵襲で測定する装置に関する。

(従来の技術)

ヘモグロビンには、原形のヘモグロビン(Hb)と酸化した酸化ヘモグロビン(HbO₂)があり、その和がヘモグロビン全体の量である。現在、総ヘモグロビンの濃度を求めようとした時は、一定量の血液を採取して一定のセルに入れ、同セル中の同血液を、分光分析を行うことにより測定している。しかし、人間の体内から血液を取出すには苦痛が伴うし、また、血液が不足している病人からは採血することが出来ない。

そこで、採血しないで直接人体の適当な被測定

部を測定することにより、非観血・無侵襲で総ヘモグロビン濃度を測定できる測定手段が要望されている。血管中の総ヘモグロビン量を非観血・無侵襲で測定する装置が開発されており、上記装置では総ヘモグロビン量の算出を次式、

$$\text{総ヘモグロビン量} = \text{定数} \times (Y_{569} - Y_{650})$$

Y_{569} : 569 nmにおける吸光度

Y_{650} : 650 nmにおける吸光度

で行っているが、定数の値が、測定部位の血管の密度によって変化するために、測定精度が低いと言う問題がある。

(発明が解決しようとする課題)

本発明は、血液中の総ヘモグロビン(Hb+HbO₂)の濃度を、非観血・無侵襲で精度良く測定する装置を提供することを目的とする。

(課題を解決するための手段)

総ヘモグロビン濃度測定装置として、両型のヘモグロビンと水に対しそれぞれ異なる吸収係数となる少なくとも二種の波長の光を被測定部に照射する手段と、被測定部を透過又は反射した上記各

波長の光を受光する受光手段と、該受光手段の上記波長に対応する出力の振動成分の互いの比から総ヘモグロビン濃度を求める演算手段を備え、照明光として、ヘモグロビン(Hb)と酸化ヘモグロビン(HbO₂)の吸収係数が等しい第1の波長の光と、Hb及びHbO₂による吸収が水の吸収に対して十分小さい第2の波長の光を使用するようにした時は、動脈の自然の鼓動における血管を上記二波長で透過し、その透過光強度の変化分を測定するか、或は、被測定部を加圧する加圧手段を設け、同加圧手段で被測定部を強制的に加圧した時と、加圧を解除した時との被測定部を透過する透過光強度を二波長において変化分を測定し、演算手段で二波長における変化分の比から総ヘモグロビン濃度を求めるようにした。

また、照明光として、それぞれ波長が異なる3種類の波長の光を用いた場合には、ある波長の受光手段の出力の振動成分に対する他の2波長の受光手段の出力の振動成分の比から総ヘモグロビン濃度を求めるようにした。

(作用)

被測定部から非観血・無侵襲で総ヘモグロビン濃度を測定しようとした場合、個人によって被測定部の状況、例えば、被測定部全体の厚さ、被測定部における皮膚、骨の厚さ、血液の少ない組織と血液の多い組織の厚さの比率が異なるし、また、血液は流動しているために、1波長の光による測定値から直接総ヘモグロビン濃度を求めることはできない。

そこで本発明は、血液中には、水が含まれていることに着目し、水に吸収されなくて、ヘモグロビン(Hb)と酸化ヘモグロビン(HbO₂)における吸収が大きい波長λ1の光と、水に吸収されるがヘモグロビン(Hb)と酸化ヘモグロビン(HbO₂)に対しては吸収が少ない波長λ2の光の2波長の光で被測定部を測定し、2波長の光で得られる測定値の比を取ることで、動脈による変化を除去し、被測定部から非観血・無侵襲で総ヘモグロビン濃度を測定できるようにしようとするものである。その計算の詳細を下記に説明

特開平4-40940(3)

する。

ヘモグロビン(Hb)及び酸化ヘモグロビン(HbO₂)の吸収があって、水による吸収の無い波長λ₁の光を被測定部に照射したときの透過光強度I₂₁は、動脈血の厚み(被測定部における動脈を1ヶ所に並べた時の動脈の厚さ)の時間変化により変動しており、

$$I_{21} = I_{021} \cdot T_{121} \cdot e^{-\left(\mu_{Hb}^{Hb} C_{Hb} + \mu_{HbO_2}^{HbO_2} C_{HbO_2}\right) \frac{1}{\lambda_1} \Delta d(t)} \quad (1)$$

I₀₂₁: 波長λ₁の入射光強度

T₁₂₁: 動脈血以外の組織の波長λ₁における透過率

μ_{Hb}^{Hb}: Hbの波長λ₁における吸収係数

μ_{HbO₂}^{HbO₂}: HbO₂の波長λ₁における吸収係数

C_{Hb}: 動脈血中のHbの濃度

C_{HbO₂}: 動脈血中のHbO₂の濃度

d: 動脈血の厚みの平均値

Δd(t): 動脈血の厚みの変化分の関数

上記(1)式で表される、また、Hb及びHbO₂による吸収が無く、水による吸収がある波長λ₂の光を被測定部に照射したときの透過光強度I₂₂は

$$= -I_{021} C_{H_2O} + \mu_{H_2O}^{H_2O} \frac{1}{\lambda_1} \Delta d(t) \quad (4)$$

$$L_{021}, I_{22}/I_{21} = -(\mu_{H_2O}^{H_2O} \frac{1}{\lambda_1} \Delta d(t)) \quad (5)$$

が得られる。λ₁としてμ_{Hb}^{Hb} = μ_{HbO₂}^{HbO₂}

を満たす波長を選ぶと(4)式は、

$$L_{021}, I_{21}/I_{21}$$

$$= -(\mu_{H_2O}^{H_2O} (C_{H_2O} + C_{H_2O_2})) \frac{1}{\lambda_1} \Delta d(t) \quad (6)$$

と表すことができる。

(6)式、(7)式より、動脈血の厚さの変化分Δd(t)を用いれば、

$$C_{H_2O} + C_{H_2O_2} = \mu_{H_2O}^{H_2O} / \mu_{H_2O}^{H_2O}$$

$$\times (L_{021}, I_{21}/I_{21} + L_{022}, I_{22}/I_{22}) \quad (7)$$

………(8)

と表すことができる。この(8)式の吸収係数μ_{H₂O}^{H₂O}、μ_{H₂O}^{H₂O}は、予め実験等で測定することができ、透過光強度I₂₁、I₂₂と、平均透過光強度I₂₁、I₂₂は、波長λ₁とλ₂の2波長による被測定部の透過光に対して、測定により求めることができるから、ヘモグロビン濃度を、測定により求めることが可能となる。本発明は、上記原理に基づき、酸化ヘモグロビン濃度を、被測定部から非動脈血、無

・I₂₁と同様に、動脈血の厚みの変化に応じて変化しており、

$$I_{22} = I_{022} \cdot T_{122} \cdot e^{-\left(\mu_{H_2O}^{H_2O} \frac{1}{\lambda_2} \Delta d(t)\right)} \quad (2)$$

I₀₂₂: 波長λ₂の入射光強度

T₁₂₂: 動脈血以外の組織の波長λ₂における透過率

μ_{H₂O}^{H₂O}: 水の波長λ₂における吸収係数

で表される。

動脈血の厚さの変化分Δd(t)は、平均厚さdからの変化分であるので、(1)式及び(2)式両方の時間平均を取れば、動脈血の変化分が消去でき、平均透過光強度I₂₁、I₂₂を求めることができる。即ち、

$$I_{021} \cdot T_{121} \cdot e^{-\left(\mu_{Hb}^{Hb} C_{Hb} + \mu_{HbO_2}^{HbO_2} C_{HbO_2}\right) \frac{1}{\lambda_1} d} = I_{21} \quad (3)$$

$$I_{022} \cdot T_{122} \cdot e^{-\left(\mu_{H_2O}^{H_2O} \frac{1}{\lambda_2} d\right)} = I_{22} \quad (4)$$

と表すことができる。(1)、(2)、(3)、(4)より、下式(5)、(6)のように計算をすれば、未知数である入射光強度I₀₂₁、I₀₂₂、透過率T₁₂₁、T₁₂₂を消去することができる。

$$L_{021}, I_{21}/I_{21}$$

後で測定できるようにしようとするものである。

(実施例)

第1図に本発明の一実施例を示す。第1図において、1は被測定部、2は光源2で、光を被測定部1に透過させる。3はダイクロイックミラーで、指定波長以下の光は反射し、指定波長以上の光は透過させる。つまり、被測定部1を透過した光の内、波長の短い波長λ₁を含む光(Hb及びHbO₂による吸収があって、水による吸収がない光)を反射し、波長の長い波長λ₂を含む光(Hb及びHbO₂による吸収が無く、水による吸収がある光)を透過させる。4は干渉フィルターで、反射した光から波長λ₁の光だけを透過させ、透過させた光は受光素子5で受光される。5は干渉フィルターで、透過した光から波長λ₂の光だけを透過させ、透過させた光は受光素子7で受光させる。受光素子5及び7で受光された光は、電圧信号に変換された後、対数増幅器8及び11でLog変換され、ハイパスフィルター9及び12

Best Available Copy

図4-40940(4)

により伝送成分がカットされ、交流部分のみが整流回路10及び13で整流される。整流された信号は、上記の図式及び図式に比例した電圧となっている。整流回路10及び13の出力は、マルチプレクサ14を経て、A/D変換器15により順次A/D変換される。A/D変換された波長 λ_1 及び λ_2 に対応する信号 E_{λ_1} 、 E_{λ_2} は、演算回路16で、

$$E = a \{ (E_{\lambda_1} / E_{\lambda_2}) \} + b \dots \dots \dots (4)$$

が計算される。図式は図式に対応しており、 a は $\mu_{\lambda_1}^{H_2O} / \mu_{\lambda_2}^{H_2O}$ であり、 b は回路のオフセットや漏れた波長のずれを補正するためのもので、 a とともに実験的に予め決定される。 E_{λ_1} 、 E_{λ_2} の駆動範囲が狭いときは、図式は1次式で近似しても良い。演算回路16での演算結果は、最終的に表示部17に表示される。

第3図にHb、HbO₂、水の吸収係数の分光特性曲線を示す。波長 λ_1 の光としては、第3図に示すように、HbとHbO₂において吸収係数が同じである波長の光が透している。波長8

05nmの光を用いている。また、この波長805nm光を受光する受光素子5としては、シリコンフォトダイオード又はゲルマニウムフォトダイオードが適している。波長 λ_2 の光としては、第3図に示すように、Hb及びHbO₂による吸収が少なく、水による吸収がある光が透している。Hb及びHbO₂による吸収が少ない光の波長は1.2 μ m以上であり、この条件を満足しつつ水による吸収がある光としては、波長が約1.2 μ m、約1.45 μ m、約2 μ m、約2.5 μ m、約6 μ m等の光がある。約1.2 μ m、約1.45 μ mを選択した時は、受光素子7としては、ゲルマニウムフォトダイオード或はPbS光導電素子が適しており、約2 μ m、約2.5 μ mを選択した時は、受光素子7としては、PbS光導電素子が適しており、約6 μ mを選択した時は、受光素子7としては、PbSe光導電素子が適している。

λ_1 として、 $\mu_{\lambda_1}^{H_2O} = \mu_{\lambda_2}^{H_2O}$ が成り立たない波長が選択された時は、 λ_1' 、 λ_1'' 、 λ_1''' の3種の波長

の光を用いて、 $C_{Hb} + C_{HbO_2}$ を決定することができる。各上記波長の入射光強度を $I_{\lambda_1'}$ 、 $I_{\lambda_1''}$ 、 $I_{\lambda_1'''}$ とし、透過光強度を $I_{\lambda_1'}$ 、 $I_{\lambda_1''}$ 、 $I_{\lambda_1'''}$ とし、 $I_{\lambda_1'}$ 、 $I_{\lambda_1''}$ 、 $I_{\lambda_1'''}$ のそれぞれの平均値を、 $\overline{I_{\lambda_1'}}$ 、 $\overline{I_{\lambda_1''}}$ 、 $\overline{I_{\lambda_1'''}}$ とする。このとき、

$$\overline{I_{\lambda_1'}} = I_{\lambda_1'} \cdot T_{\lambda_1'} \cdot e^{-\left(\mu_{\lambda_1'}^{Hb} \cdot C_{Hb} + \mu_{\lambda_1'}^{HbO_2} \cdot C_{HbO_2} + \mu_{\lambda_1'}^{H_2O} \cdot d\right)} \\ \overline{I_{\lambda_1''}} = I_{\lambda_1''} \cdot T_{\lambda_1''} \cdot e^{-\left(\mu_{\lambda_1''}^{Hb} \cdot C_{Hb} + \mu_{\lambda_1''}^{HbO_2} \cdot C_{HbO_2} + \mu_{\lambda_1''}^{H_2O} \cdot d\right)}$$

但し、 $j = 1, 2, 3$

と表せる。また、

$$R_{1j} = (L_{1j} \cdot \overline{I_{\lambda_1'}} / \overline{I_{\lambda_1''}} + L_{2j} \cdot \overline{I_{\lambda_1''}} / \overline{I_{\lambda_1'''}})$$

$$R_{1j} = (L_{1j} \cdot \overline{I_{\lambda_1'}} / \overline{I_{\lambda_1''}} + L_{2j} \cdot \overline{I_{\lambda_1''}} / \overline{I_{\lambda_1'''}})$$

とすると、

$$R_{1j} = \frac{\mu_{\lambda_1'}^{Hb} \cdot C_{Hb} + \mu_{\lambda_1'}^{HbO_2} \cdot C_{HbO_2} + \mu_{\lambda_1'}^{H_2O} \cdot d}{\mu_{\lambda_1''}^{Hb} \cdot C_{Hb} + \mu_{\lambda_1''}^{HbO_2} \cdot C_{HbO_2} + \mu_{\lambda_1''}^{H_2O} \cdot d}$$

$$R_{1j} = \frac{\mu_{\lambda_1''}^{Hb} \cdot C_{Hb} + \mu_{\lambda_1''}^{HbO_2} \cdot C_{HbO_2} + \mu_{\lambda_1''}^{H_2O} \cdot d}{\mu_{\lambda_1''}^{Hb} \cdot C_{Hb} + \mu_{\lambda_1''}^{HbO_2} \cdot C_{HbO_2} + \mu_{\lambda_1''}^{H_2O} \cdot d}$$

となり、これらより、

$$C_{Hb} = \frac{\mu_{\lambda_1'}^{Hb} \cdot R_{1j} \cdot \mu_{\lambda_1''}^{HbO_2} \cdot C_{HbO_2} + \mu_{\lambda_1'}^{HbO_2} \cdot R_{1j} \cdot \mu_{\lambda_1''}^{Hb} \cdot C_{Hb} + \mu_{\lambda_1'}^{H_2O} \cdot R_{1j} \cdot \mu_{\lambda_1''}^{H_2O} \cdot d}{\mu_{\lambda_1'}^{Hb} \cdot \mu_{\lambda_1''}^{HbO_2} \cdot R_{1j} \cdot \mu_{\lambda_1''}^{Hb} \cdot \mu_{\lambda_1''}^{HbO_2} \cdot R_{1j} \cdot \mu_{\lambda_1''}^{H_2O} \cdot \mu_{\lambda_1''}^{H_2O} \cdot d}$$

$$C_{HbO_2} = \frac{\mu_{\lambda_1'}^{Hb} \cdot R_{1j} \cdot \mu_{\lambda_1''}^{Hb} \cdot C_{Hb} + \mu_{\lambda_1'}^{HbO_2} \cdot R_{1j} \cdot \mu_{\lambda_1''}^{HbO_2} \cdot C_{HbO_2} + \mu_{\lambda_1'}^{H_2O} \cdot R_{1j} \cdot \mu_{\lambda_1''}^{H_2O} \cdot d}{\mu_{\lambda_1'}^{Hb} \cdot \mu_{\lambda_1''}^{Hb} \cdot R_{1j} \cdot \mu_{\lambda_1''}^{HbO_2} \cdot \mu_{\lambda_1''}^{HbO_2} \cdot R_{1j} \cdot \mu_{\lambda_1''}^{H_2O} \cdot \mu_{\lambda_1''}^{H_2O} \cdot d}$$

が得られる。これから算出するように、総ヘモグロビ

ン濃度($C_{Hb} + C_{HbO_2}$)は、

$$C_{Hb} + C_{HbO_2}$$

$$= (d_1 \cdot R_{1j} \cdot R_{1j} + d_2 \cdot R_{1j} + d_3 \cdot R_{1j})$$

$$+ (k_1 \cdot R_{1j} \cdot R_{1j} + k_2 \cdot R_{1j} + k_3 \cdot R_{1j})$$

..... ⑧

により決定される。ここで d_1 、 d_2 、 d_3 、 k_1 、 k_2 、 k_3 は、 λ_1' 、 λ_1'' 、 λ_1''' 各波長におけるHb、HbO₂、水の吸収係数によって決まる定数である。測定装置の誤差補正のために、

$$C_{Hb} + C_{HbO_2}$$

$$= (d_1 \cdot R_{1j} \cdot R_{1j} + d_2 \cdot R_{1j} + d_3 \cdot R_{1j} + d_4)$$

$$+ (k_1 \cdot R_{1j} \cdot R_{1j} + k_2 \cdot R_{1j} + k_3 \cdot R_{1j} + k_4)$$

..... ⑨

としても良い。このとき $d_1 \sim d_4$ 、 $k_1 \sim k_4$ は実験的に決められる。また、波長定数を透過した光の駆動成分を符号する方法は、パルスオキシメータで従来より実施されている余の方法が利用でき、第1図の方式に限定されるものではない。光源として、時分期的に点滅される複数波長のLEDを使用し、透過光を単一の受光素子で受けて、

Best Available Copy

特開平4-40940(5)

サンプルホルダー図等に対応する複色波長の透過光強度に対応した信号に分離した後、脈動成分を捨てても良い。

上記実施例では、動脈血の脈動による透過光の変動成分から総ヘモグロビン濃度を求めるものであるが、反射光でも同様の方法で、総ヘモグロビン濃度を求めることができる。

また、第2図に別の実施例を示す。第2図の実施例では、動脈血の脈動を利用するのではなく、18のカップ内の流体(例えば空気)により、被測定部1をポンプ20により加圧し、2つの波長で、その時の透過光の強度($I_{\lambda 1}$ 、 $I_{\lambda 2}$)を測定し、加圧を解除した時に、上記2波長で透過光の強度($I_{\lambda 1} + \Delta I_{\lambda 1}$ 、 $I_{\lambda 2} + \Delta I_{\lambda 2}$)を測定する。これらの測定値より、

$$\log_e \{ (I_{\lambda 2} + \Delta I_{\lambda 2}) / I_{\lambda 1} \}$$

$$\text{及び、} \log_e \{ (I_{\lambda 2} + \Delta I_{\lambda 2}) / I_{\lambda 2} \}$$

を算出する。この量は上述の図式、図式に対応するので、それらの値から前記実施例と同様の手法で、総ヘモグロビン濃度を求めることができる。

加圧手段は本実施例に限定されるものではなく、例えば、ガラス板で被測定部を挟んでガラス板を固定させても良い。

また、3波長を使用した場合も、前述の実施例と同様の手法で総ヘモグロビン濃度を求めることができる。

(発明の効果)

本発明によれば、総ヘモグロビン濃度を光学的に非侵入・無侵襲で測定することが可能になり、採血ができない患者人や貧血の人の総ヘモグロビン濃度の連続測定が可能になった。

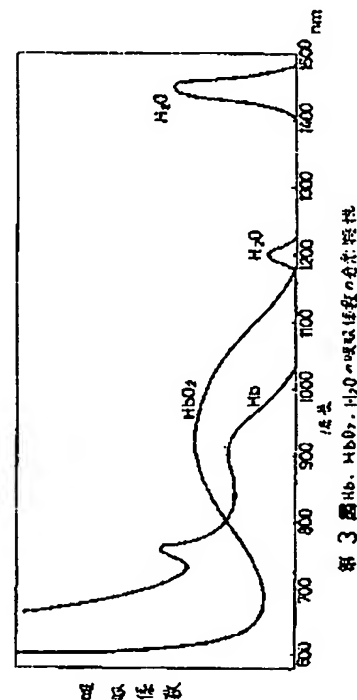
4. 図面の簡単な説明

第1図は本発明の一実施例の構成図、第2図は加圧装置を使用した時の説明図、第3図は検取係数の分光特性曲線図である。

1…被測定部、2…光源2、3…ダイクロイックミラー、4…干渉フィルター、5…受光素子、6…干渉フィルター、7…受光素子、8…対数増幅器、9…ハイパスフィルター、10…整流回路、11…対数増幅器、12…ハイパスフィルター、

13…整流回路、14…マルチアレクサ、15…A/D変換器、16…演算回路、17…表示部、

代理人 井原士 盛 浩 介



特開平4-40940(6)

